

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-245900

(43)Date of publication of application : 06.09.1994

(51)Int.Cl.

A61B 1/04

(21)Application number : 05-036977

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

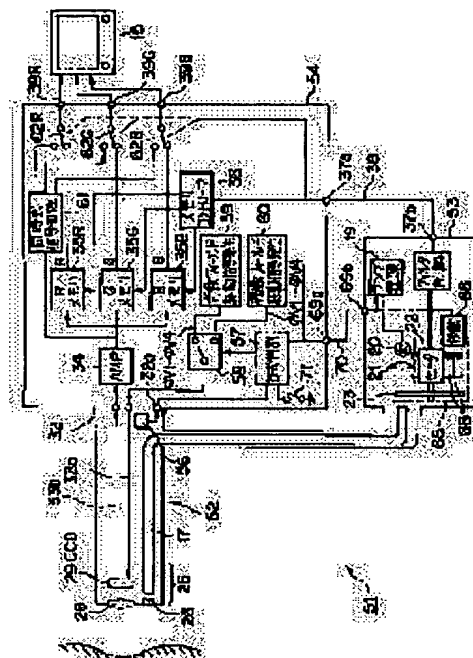
(22)Date of filing : 25.02.1993

(72)Inventor : KIMURA KENJI

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE UNIT

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain an image with good S/N even in a face sequential type by using a light source commonly usable for face sequential type and simultaneous type.
CONSTITUTION: An electronic endoscope unit 51 has an electronic endoscope 52, a light source device 53, which is usable commonly for different imaging systems of an electronic endoscope 52 by face sequential type imaging system and an electronic endoscope by simultaneous type imaging system, and a means to change the lighting amount to the subject responding to the imaging system selected, and a rotary filter unit 65 in the lighting path is arranged in the case of the face sequential system. By increasing the lighting amount of a lamp 19 by elevating the driving voltage of a lamp power supply 19 or others, an image with good S/N can be obtained even in the case of the face sequential system.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-245900

(43)公開日 平成6年(1994)9月6日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 B 1/04

識別記号

3 7 2

庁内整理番号

9163-4C

F 1

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平5-36977

(22)出願日 平成5年(1993)2月25日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 木村 健次

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

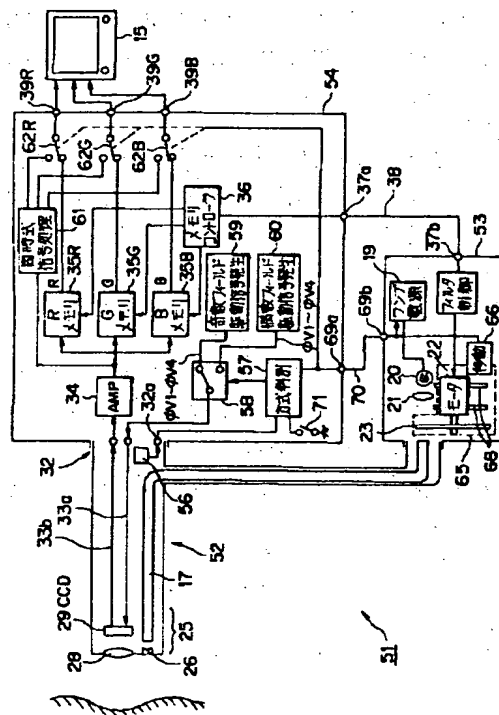
(74)代理人 弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【目的】 面順次式及び同時式に共通に使用できる光源装置を用い、面順次式の場合にもS/Nの良い画像が得られる電子内視鏡装置を提供すること。

【構成】 面順次式の撮像方式の電子内視鏡52と、同時式の撮像方式の電子内視鏡との異なる撮像方式の電子内視鏡に共通して用いられる光源装置53を備えた電子内視鏡装置51であって、選択使用される撮像方式に応じて被写体への照明光量を変化させる手段を有し、面順次式の場合には照明光路中に回転フィルタユニット65を移動配置すると共に、ランプ電源19の駆動電圧を上げる等してランプ19の照明光量が大きくし、面順次式の場合にもS/Nの良い画像が得られるようにしている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 面順次式と同時式との撮像方式の異なる電子内視鏡に共通して用いられる光源装置を備えた電子内視鏡装置に於いて、

選択使用される撮像方式に応じて被写体への照明光量を変化させることを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は被写体への照明光量を変化させる手段を有する電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 TVカメラに使用される固体撮像素子にはインターライン方式のCCDが広く一般的に使用されている。電子内視鏡に於いてもインターライン方式のCCDは広く採用されているが特定の撮像方式ではそのまま使用できない場合が生じている。

【0003】 周知の如く、電子内視鏡装置の方式には大別すると面順次方式と同時方式とが存在する。同時方式は一般TVカメラの撮像方式と全く同じであるため、インターライン方式のCCDをそのまま使用することができる。一方、面順次方式は被写体への照明照射をCCDの電荷読み出しフィールド周期に同期させてRGB光を順次切り換えて照射する。

【0004】 CCDの基本的構造や動作原理に関してはテレビジョン学会誌Vol. 40, No. 11 (1986) に詳細に記載されており更なる詳細な説明は省略する。図12はインターライン方式のCCDの基本的な構成を示すものであり、1は感光素子（フォトダイオード）であり、感光素子1で蓄積された電荷は垂直CCD2に電荷が転送されて更に垂直CCD2によって水平CCD3に電荷転送される。水平CCD3は電荷を増幅器5に転送し増幅器5では電荷を電圧に変換し光電変換出力が出力端子4に出力される。

【0005】 $n, n+1, n+2, n+3, n+4, n+5, \dots$ は走査線をCCD上で等価的に示した図であり、インターライン方式のCCDでは2線同時読み出しと言われる手段でインターレス走査を実現している。図12の6は感光素子1の走査線方向に引いた中心線であり、実際の走査は8に示す如く、奇数フィールドでは n ラインと $n+1, n+2$ と $n+3, n+4$ と $n+5, \dots$ のそれぞれペアのラインに相当する感光素子に蓄積された電荷を垂直CCD2に電荷転送し両電荷を混合させて順次 $n+m$ ライン迄転送を行う。

【0006】 偶数フィールドでは9に示す如く、前記の組み合わせを変えて $n+1$ ラインと $n+2, n+3$ と $n+4, \dots$ の如くペアで読み出される。即ち、インターライン方式のCCDではフィールド毎に組み合わせを変えてインターレス走査を実現している。

【0007】 図13は従来の面順次方式の電子内視鏡装置11の基本的な構成を示すものであり以下、図13に

就いて説明する。この電子内視鏡装置11は撮像手段を内蔵した電子内視鏡12と、この電子内視鏡12に照明光を供給する光源装置13と、撮像手段に対する信号処理を行う信号処理装置14と、この信号処理装置14から出力される映像信号を表示するモニタ15とから構成される。

【0008】 この電子内視鏡12の挿入部16にはライトガイド17が挿通され、このライトガイド17の手元側の入射端部のコネクタ18を光源装置13に装着することにより、光源装置13から面順次光が供給される。光源装置13内部にはランプ電源19からの駆動電力により光源ランプ20で発光した光束はレンズ21を通り、更にモータ22で回転駆動される回転フィルタ23を通してライトガイド17の入射端面に集光照射される。このモータ22はモータ制御回路24によって回転が制御される。

【0009】 この回転フィルタ23は図14に示すようにR、G、Bをそれぞれ透過するフィルタが周方向に120°の角度で分割して取り付けられており、従ってこの回転フィルタ23を通すことにより、ライトガイド17にはR、G、Bの面順次光が供給される。

【0010】 このライトガイド17によって伝送された面順次光は先端部25に取り付けられた先端面からさらに照明レンズ26を経て前方の被写体27側に出射され、被写体27側をR、G、B光で面順次照明する。

【0011】 この被写体27で反射された反射光束は先端部25の観察窓に取り付けた対物レンズ28によってその焦点面に結像される。この焦点面にはインターライン方式のCCD29の光電変換面が配置され、このCCD29によって光電変換される。

【0012】 このCCD29には信号処理装置14内部のCCD駆動回路31からの駆動信号、つまり電荷転送のための垂直転送信号や水平転送信号が、電気コネクタ32、ケーブル33aを介して印加され、光電変換された信号が読み出される。この光電変換された信号出力はケーブル33b、電気コネクタ32を介してアンプ回路34に入力される。このアンプ回路34の動作は光電変換出力を信号処理し、以後の信号処理に不要な信号成分を除去したりガンマ補正をしたりする信号処理回路である。アンプ回路34の出力はRGB色信号がそれぞれフィールド周期で順次出力されるものとなる。

【0013】 アンプ回路34から出力されるRGB順次映像信号はR用メモリ35R、G用メモリ35G、B用メモリ35Bから構成されるメモリ回路35にそれぞれ入力され、間欠的に得られる各色信号を記憶すると同時に3フィールド期間、同一の色情報を繰り返し出力することで同時化も同時に行われる。

【0014】 各メモリ35R、35G、35Bはメモリコントローラ36によって制御され、更にメモリコントローラ26からはコネクタ37a、ケーブル38、コネ

クタ37bを介して基準同期信号がフィルタ制御回路24に供給される。

【0015】フィルタ制御回路24はRGB順次光を生成するためのRGB回転フィルタ23を回転制御するものであって前記同期信号に位相同期して回転させており、その結果CCD29のフィールド周期(1/60秒)に同期してRGB光が順次切り替わり更に各色の照射時間もフィールド周期の時間にほぼ一致して被写体27を照明する。

【0016】メモリ回路35で同時化されたRGB映像信号はコネクタ39R、39G、39Bを介してモニタ15に入力され、被写体27の画像が表示される。図15は面順次方式に於けるCCD29の光電変換信号の波形を示したものであり、図示の如く奇数フィールドおよび偶数フィールドの光電変換出力がフィールド交互に得られ、又被写体への照明光に依存してRGBRGB…の如く色情報が順次得られる。

【0017】図16も同じくインターライン方式CCDの基本的な構造を示す図であり150は光電変換出力端子であり152は垂直転送信号の入力端子、151は水平転送信号の入力端子である。その他の端子の機能等に就いては詳細な説明を省略するがPW、GND、V0、OG、SUB、VDDはCCDが動作に必要な各種バイアス電圧である。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】面順次式及び同時式の撮像方式の異なる電子内視鏡を共通に使用できる光源装置を用いた電子内視鏡装置の場合には以下のような問題が発生する。面順次方式と同時式とを比較した場合、面順次方式ではライトガイド17の入射端の直前に回転フィルタ23が光路中に挿入されるので同時式に比較してライトガイド17への平均入射光量が少なく、S/Nが低下してしまうという問題が発生する。

【0019】本発明は上述した点にかんがみてなされたもので、面順次式及び同時式に共通に使用できる光源装置を用い、面順次式の場合にもS/Nの良い画像が得られる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段及び作用】本発明では面順次式と同時式との撮像方式の異なる電子内視鏡に共通して用いられる光源装置を備えた電子内視鏡装置に於いて、選択使用される撮像方式に応じて被写体への照明光量を変化させ、面順次式の場合には同時式の場合よりも照明光量が大きくなるように切り換える手段を設けることによって、面順次式の場合にもS/Nの良い画像が得られるようにしている。

【0021】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1は本発明の1実施例の電子内視鏡装置51を示す。この電子内視鏡装置51は撮像手段を内蔵した電

子内視鏡52と、この電子内視鏡52に照明光を供給する光源装置53と、撮像手段に対する信号処理を行う信号処理装置54と、この信号処理装置54から出力される映像信号を表示するモニタ15とから構成される。

【0022】この実施例に使用される電子内視鏡52は図13に示す電子内視鏡12と同様な面順次の撮像方式のものと、さらに白色照明のもとでカラー撮像を行う同時方式のものが使用可能である。また、いずれの電子内視鏡の場合でも撮像素子はインターライン方式のCCD29を用いている。

【0023】図1では例えば面順次のカラー撮像方式の電子内視鏡52を示してある。この電子内視鏡52は、図13に示す電子内視鏡12において例えば電気コネクタ32部分にその撮像方式(駆動方式ともいえる)を示す判別信号発生器56が設けてある以外は同じである。

【0024】この判別信号発生器56は面順次のカラー撮像方式のものであるか、同時方式のものであるかに対応する判別信号を出力する。この判別信号発生器56は例えばメカ的SWやROM-ICで構成される。

【0025】この判別信号は電気コネクタ32の接点32aを経て、信号処理装置54の内部の方式判別回路57に入力され、この方式判別回路57は判別信号から撮像方式を判断し、この判別に応じて切換スイッチ58の切換を制御する。この切換スイッチ58は奇数フィールド駆動信号発生器59と偶数フィールド駆動信号発生器60に接続され、奇数フィールド駆動信号発生器59と偶数フィールド駆動信号発生器60の出力信号φV1～φV4の切換を行う。

【0026】また、この信号処理装置54は図13の信号処理装置14において、CCD駆動回路31の代わりに切換スイッチ58と、この切換スイッチ58の切換を制御する方式判別回路57と、切換スイッチ58によりCCD駆動信号が切り換えられる奇数フィールド駆動信号発生器59と偶数フィールド駆動信号発生器60を設け、さらに同時式信号処理回路61と、面順次式の映像信号と同時式の映像信号とを切り換える切換スイッチ62R、62G、62B(62で代表する)とを設けている。

【0027】つまり、この信号処理装置54は面順次のカラー撮像方式の電子内視鏡52と同時式の電子内視鏡に対する信号処理する機能を有し、方式判別回路57によってモニタ15に出力される出力信号も切り換えるようにしている。

【0028】また、この実施例の光源装置53は、図13に示す光源装置13において、モータ22及び回転フィルタ23からなる回転フィルタユニット65を照明光路に出し入れする移動機構66が設けてある。

【0029】この移動機構66は例えば図2に示すように移動モータ67を正転或いは逆転させることによってモータ22及び回転フィルタ23が取り付けられ、ラッ

ク等が設けられた回転フィルタユニット65を照明光路とは直交する(矢印で示す)方向に配置したレール68、68に沿って移動することにより、回転フィルタ23を光路上に配置したり、光路から退避した位置に配置できるようにして、面順次照明光と白色照明光の切り換えを行えるようにしている。そして、図1に示すように面順次式の電子内視鏡52と判断した状態では図12と同様に面順次の照明光を出力する。

【0030】この場合には、ランプ20の照明光路上には回転フィルタ23が配置され、この回転フィルタ23は図2に示すようにR、G、Bをそれぞれ透過する色透過フィルタが周方向に取り付けられているので、この回転フィルタ23を通すことにより、ライトガイド17にはR、G、Bの面順次光が供給されることになる。

【0031】一方、同時式の電子内視鏡と判断した状態では図1の位置から下側に移動され、同時式の照明光、つまり白色光を出力する状態になるように制御される。この制御は方式判別回路57からの信号がコネクタ69a、69b間に接続されるケーブル70を経て移動機構65に印加されることによって行われる。

【0032】また、この実施例では面順次方式の電子内視鏡が接続された場合には、ランプ用電源19の電源電圧値を上昇させてランプ19の光量を増加させ、増加された照明光量によって被写体からの反射光量を増大し、撮像された信号のS/Nを大きくし、S/Nの良い画像が得られるようにしている。

【0033】その他の構成は図13に示す従来例と同じ構成であり、その説明を省略する。図3は方式判別回路57の出力波形でありスイッチ58を制御しており、Hレベルで奇数フィールド駆動信号発生器59の出力φV1~φV4が選択され、Lレベルでは偶数フィールド駆動信号発生器60の出力φV1~φV4が選択されるようにする。

【0034】切換え周期はフィールド周期であり、1/60秒である。図3に示す如く同時式の場合は奇数/偶数をフィールド周期で切り換え、一方向順次方式ではスイッチング切換を停止し、奇数フィールドモードに固定されるようにしている。面順次方式ではスイッチング切換を停止し、奇数フィールドモードに固定することによって従来例で発生したフリッカを解消するようにしている。

【0035】つまり、インターレス走査の関係で、奇数フィールドで得られる映像と偶数フィールドで得られる映像は仮に静止状態の被写体であっても走査位置が一走査間隔ずれることとなる。

【0036】従来例においては、図15のR信号R1に着目すると、R信号R1は奇数フィールドであり第1番目のフィールドである。次の奇数フィールドで得られるR信号は7フィールド後のR信号R3となる。同一のフィールドモード(奇数/偶数)で色信号が得られるのは

6フィールド周期で得られることになる。R1信号の次に得られるR信号R2は4フィールド後であるがこれは偶数フィールドで得られる色信号であり同じR照明で得られる映像信号であるが前記の通りフィールドモードが異なるものである。この結果、従来例では以下のような問題が発生する。

【0037】前記の如く、3フィールド毎で異なるフィールドモードの色信号が得られるために3フィールド周期の色フリッカが発生する問題が発生する。但し、被写体が面状物体であれば問題はない。しかしコントラスト成分の多い(明暗の激しい被写体)では明暗の境目に於いて極めて有害なフリッカ雑音が発生し実用に耐えない結果となる(奇数フィールドと偶数フィールドでは前記の通りCCD上の水平走査が等価的に1画素分、垂直方向へずれることに起因している。)

【0038】これに対し、この実施例では面順次方式では、例えば奇数フィールドモードに固定することによって、インターライン方式のCCD29を採用した場合にもフリッカを解消するようにしている。

【0039】このCCD29は図12又は図16に示すインターライン方式のものであり、垂直方向の電荷転送(例えば図12の垂直CCD2)には4相駆動方式が採用され、水平方向の電荷転送(図12の水平CCD3)には2相駆動方法が一般的に採用されるものと同様に採用している。前記フィールドモードを決定するのは垂直転送に於ける4相駆動の垂直駆動信号の形態であり図4(a)は奇数フィールドモード時の4相駆動信号φV1~φV4のタイミングチャートであり、図4(b)は偶数フィールドモード時のφ1~φ4の信号タイミングチャートである。

【0040】CCD29内に於ける電荷転送メカニズムの詳細はすでに公知であり、その説明を省略するが、原理はφV1~φV4の電圧レベルに依存しCCD内の電位を制御して感光素子に蓄積された電荷をバケツリレーの如く転送している。図4(a)、(b)中A~Eは各信号間の相対時間を示したものでありHDは基準信号である水平同期信号である。

【0041】方式判別回路57で面順次方式か同時式かの判別信号はコネクタ69aを介して光源装置53のコネクタ69bを介して回転フィルタユニット65を移動させる移動機構65を駆動し、同時式の場合は回転フィルタ23を照明光路から避けている。

【0042】同時式の電子スコープに実装されるCCDに関しては照明がRGB順次照明光に替わって白色連続光である必要があり、組み合わされる電子内視鏡の種類を判別して、同時式の場合は前記の如く回転フィルタ23を光路からはずすようにしている。

【0043】同時式/面順次式の切り換えは手動によっても可能であり、信号処理装置54に設けたスイッチ71は手動切換式SWであり、手動によって操作される。

アンプ34の映像出力は同時式信号処理回路61にも入力され、標準のRGB映像信号が生成される。

【0044】各RGB信号はスイッチ62R、62G、62Bの一方の入力となり、スイッチ62R、62G、62Bのもう一方の入力には面順次式の標準RGB信号がメモリ35R、35G、35Bから入力される。スイッチ62R、62G、62Bは方式判別回路57の判別出力で切換が制御される。光源装置53内の光源ランプ20はランプ用電源回路19で発生する電力で発光する。本実施例では光源ランプにはキセノンランプ又はハロゲンランプが使用されており、何れのランプもその発光量は供給される電圧および電流値に依存している。

【0045】前記方式判別回路57の判別出力はランプ用電源19にも入力されて電源電圧を制御している。制御は面順次方式の場合、電源の電圧値を上昇させてランプ19の光量を増加させている。一般的に電子内視鏡スコープに併設されるライトガイド17はその入力端に於ける温度上昇によりファイバが焼損することがあり無限に入射光量を増大させることはできない。

【0046】面順次方式と同時式とを比較した場合、面順次方式ではライトガイド17の入射端の直前に回転フィルタ23が光路中に挿入されるので同時式に比較してライトガイド17への平均入射光量が少なく更に増大させることが可能である。これによって照明光も増加し面順次方式に於ける大幅な感度向上が可能となる。本実施例では電源電圧を制御することで実現したが他の実施例として減光用フィルタを光路中に前記判別信号に追従させて機械的に出し入れさせても良い。

【0047】この実施例によれば、面順次式の場合にもS/Nの良い画像が得られる。また、CCDの共通化が計れるので、電子内視鏡装置を構成する各部に対し、大幅なコスト低減となり、更に信号処理装置等の回路構成も極めて簡単となり、大幅な小型軽量化も可能となる。

【0048】ところで、図5(a)のように、湾曲動作をワイヤ102の牽引によって行う内視鏡において従来は、ワイヤの周囲に密着コイルバネからなるコイルシース103を用いていたが、本発明では図5(b)に示すように、Ti-Ni合金等の超弾性合金からなる金属チューブ101を用いる。

【0049】コイルシース103に対し、金属チューブ101を使用することにより、

1) ワイヤシース間の接触面積が増大するため面圧が減少し、摩耗量が減少する。
2) 図6に示すように、従来のコイルシースでは、挿入部104が屈曲すると、屈曲部の外周側が伸びるため、コイルシースとワイヤの中心における長さに差異が生じ、湾曲動作に影響を与えるが、金属チューブではその問題がない。

【0050】という効果がある。しかし、ステンレス等の通常の弾性材料からなる金属チューブでは、小さな曲

げ直径で曲がると過大な応力が発生するため破断又は永久変形の原因となる。例として、外径 $d = \phi 1.5 \text{ mm}$ のステンレスチューブ(SUS304)を曲げ直径 $D = \phi 50 \text{ mm}$ で曲げると、最大曲げ応力は、

$$\tau_{\max} = E(d/D) = 18000(1.5/50) = 540 \text{ kg/(mm} \cdot \text{mm)}$$

(ここで、E:ヤング率(18000kg/(mm・mm)))

は、引張応力 $= 250 \text{ kg/mm} \cdot \text{mm}$ を越え、破断に到る。

【0051】

$$\tau_{\max} = E d / D = 18000 \cdot 1.5 / 50 = 540 \text{ kg/(mm} \cdot \text{mm)}$$

一方、超弾性合金からなる金属チューブでは、破断の可能性の評価をひずみで行うことができる。同寸法において

$$\epsilon = d / D = 1.5 / 50 = 0.03 = 3\%$$

のひずみが発生する。ここで、超弾性合金(Ti-Ni合金)と、ステンレス鋼(SUS304)の応力-ひずみ線図を図7に示すが、3%ひずみが発生すると、ステンレス鋼は破断するが、超弾性合金は破断しない。

【0052】図8は、その際の応力分布を示す。図8(a)のステンレス鋼では、曲げの外側に発生する最大応力が、引張り応力を越え、破断するが、図8(b)の超弾性合金では、超弾性効果により外側の応力が緩和され、破断しない。

【0053】図9は急速変形圧電アクチュエータを用いたフォーカス機構を示す。内視鏡の蛇管111の前方の先端部本体112には対物レンズ113が取り付けられたレンズ枠114が摺動自在に取り付けられている。この対物レンズ113の後方にCCD115が配置されている。

【0054】また、先端部本体112には慣性体116と圧電素子117とが収納され、この圧電素子117にはリード線118が接続されており、この圧電素子117を図10に示すように急速に収縮させ、その後ゆっくり伸張させるように駆動することにより、以下のような動作を行わせることができるようにしている。

【0055】1. 圧電素子117を急速に収縮させる。

2. すると、慣性体116の慣性力により、先端部本体112は矢印Aに示すように衝撃力を受ける。

【0056】3. 矢印Aの衝撃力に対して、レンズ枠114は、このレンズ枠114自身の質量による慣性力によって先端部本体112に対しては矢印Bに示すようにスリップする(微量)。

4. 次に圧電素子117をゆっくり伸張させて、慣性力を元の位置に戻す。その場合にはレンズ枠114は先端部本体112に固定されたままである。

【0057】5. 上記動作を繰り返すことによって、レンズ枠114は先端部本体112に対しては矢印Bに示す方向にどんどん移動していく。

6. 逆に、圧電素子117をゆっくり収縮させて急速に伸張させるような動作を繰り返せば、レンズ枠114は

先端部本体112に対して前方に移動する。

【0058】なお、先端部本体112は振動するが、移動はしない。また、蛇管111は先端部本体112の振動を吸収する作用をする。図9の機構によれば、リード線118を移動せずに、レンズ枠114を移動できる。

【0059】図11は急速変形圧電アクチュエータを用いた他のフォーカス機構を示す。この場合には先端部本体112の孔部にカバー部材121が収納され、このカバー部材121の内側に対物レンズ113が取り付けられたレンズ枠114が摺動自在に配置され、このレンズ

10

枠114の後方にCCD115が円筒状の圧電素子117と一体化された状態で配置されている。

【0060】図9では圧電素子117は慣性体16と一体化されていたが、図11ではCCD115が慣性体16の機能を兼ねるようにしている。また、カバー部材121の後端には振動を吸収するための吸収支持部材122が配置されている。この吸収支持部材122としては例えば、ゴム系材料あるいは接着材を用いることができる。

【0061】動作原理は図9の場合と同様になる。つまり、レンズ枠114は移動され、カバー部材121及び吸収支持部材122は振動するが、移動はしない。図11の機構によれば、図9の場合よりさらにスペース効率が良く、先端部の小型化が可能になる。

20

【0062】

【発明の効果】以上、説明した如く本発明によれば一個の信号処理装置により、面順次方式電子内視鏡および同時式電子内視鏡を共通的に使用でき、また両方式の電子内視鏡にはインターライン方式のCCDを共通に実装可能である。この結果、CCDの共通化が計れ、大幅なコスト低減となり更に回路構成も極めて簡単となり信号処理装置の大幅な小型軽量化が可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】1実施例の電子内視鏡装置の構成図。

【図2】回転フィルタユニットを示す斜視図。

【図3】方式判別回路の出力波形により、Hレベルでは奇数フィールドモードが選択され、Lレベルでは偶数フィールドモードが選択されることの説明図。

【図4】垂直転送における4相駆動による垂直駆動信号

のタイミング図。

【図5】湾曲操作用ワイヤを超弾性合金の金属チューブで形成したことの説明図。

【図6】屈曲部の外周側が伸びた場合、コイルシースとワイヤの中心における長さに差異が生じることの説明図。

【図7】応力に対する歪の特性図。

【図8】超弾性合金等に対する応力分布の説明図。

【図9】フォーカス機構の第1実施例の説明図。

【図10】圧電素子を駆動する信号の波形図。

【図11】図10とは異なるフォーカス機構の第2実施例の説明図。

【図12】インターライン方式のCCDの構成を示す図。

【図13】従来の面順次式の電子内視鏡装置の構成図。

【図14】回転フィルタを示す図。

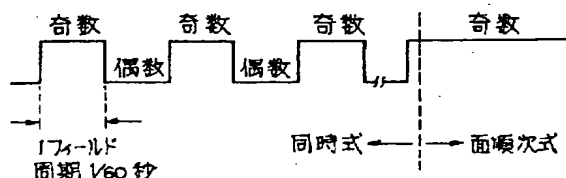
【図15】図13の動作説明図。

【図16】図12に類似のインターライン方式のCCDの駆動信号の端子を示す図。

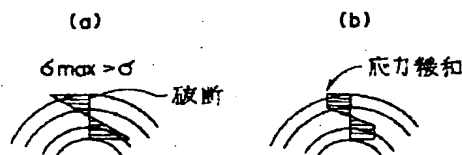
【符号の説明】

- 15…モニタ
- 17…ライトガイド
- 19…ランプ電源
- 20…ランプ
- 23…回転フィルタ
- 29…CCD
- 51…電子内視鏡装置
- 52…電子内視鏡
- 53…光源装置
- 54…信号処理装置
- 56…判別信号発生器
- 57…方式判別回路
- 58…切換スイッチ
- 59…奇数フィールド駆動信号発生器
- 60…偶数フィールド駆動信号発生器
- 61…同時式信号処理回路
- 65…回転フィルタユニット
- 66…移動機構
- 68…レール

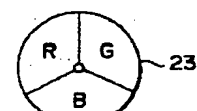
【図3】



【図8】

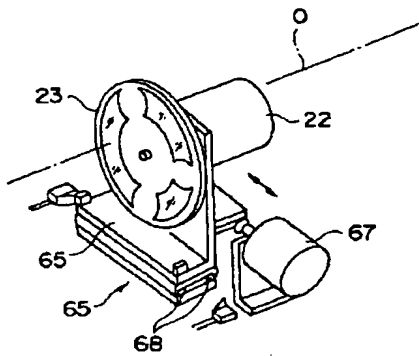


【図14】

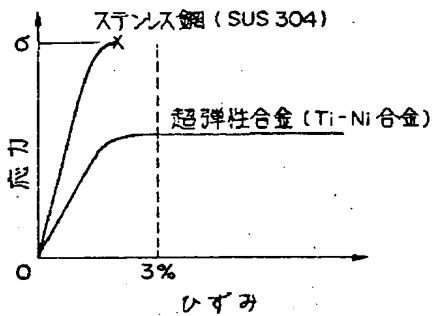


[illegible]

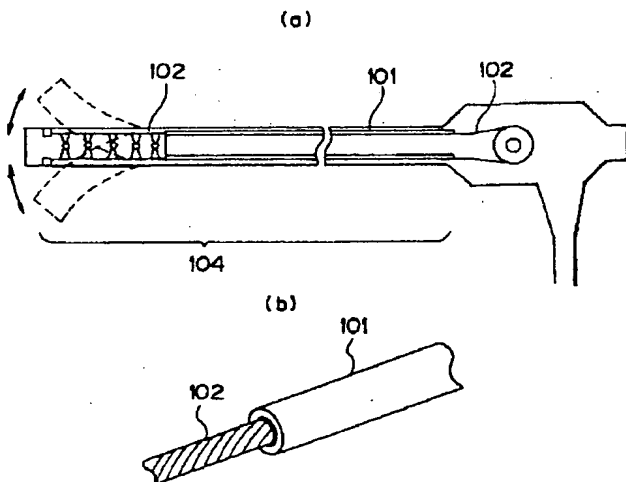
【図2】



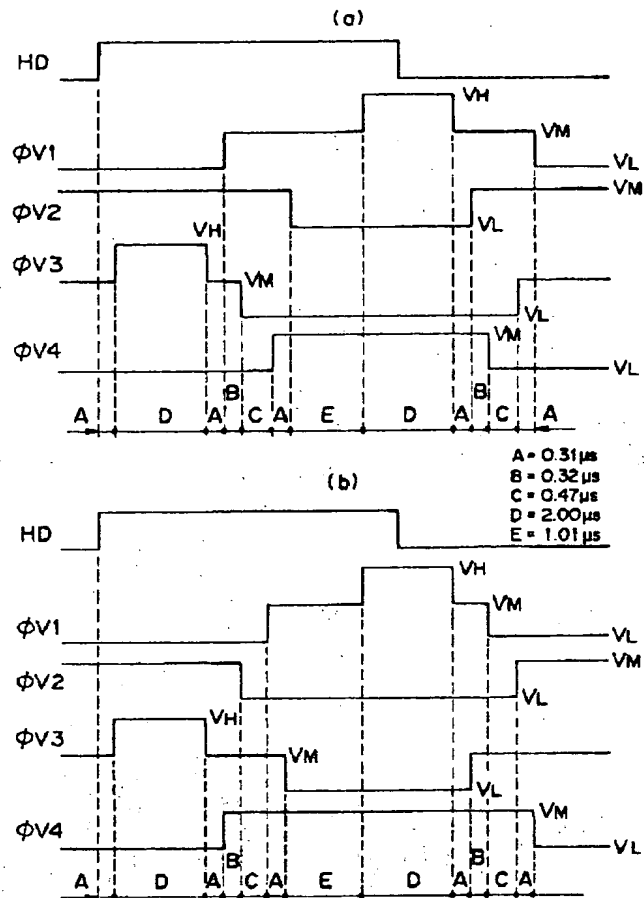
【図7】



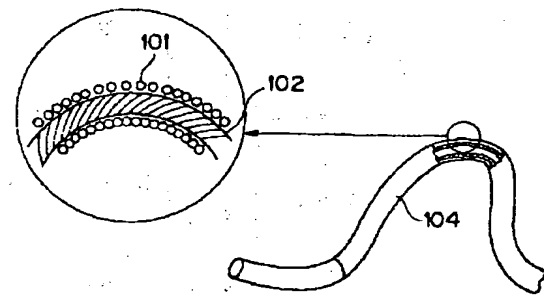
【図5】



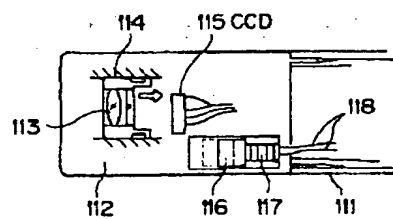
【図4】



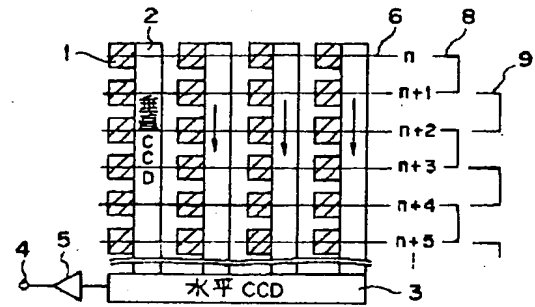
【図6】



【図9】



【図 12】



【図16】

